

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-164834

(43)Date of publication of application : 22.06.1999

(51)Int.Cl.

A61B 8/14

(21)Application number : 09-337244

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 08.12.1997

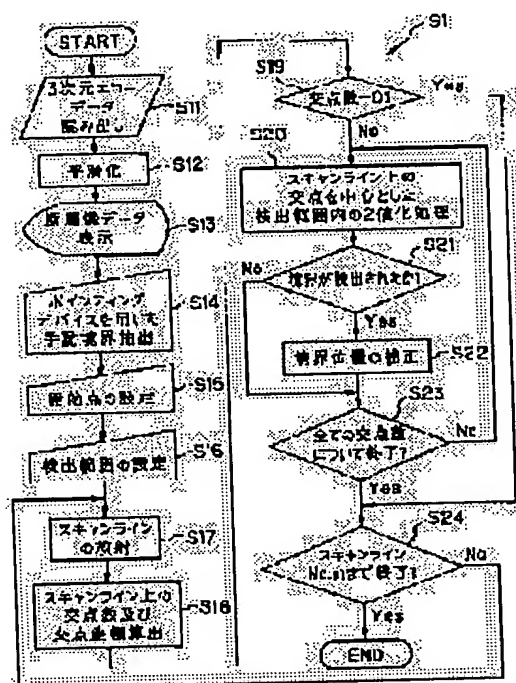
(72)Inventor : KODAIRA YOSHIHIRO

## (54) ULTRASONIC IMAGE DIAGNOSTIC APPARATUS

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an ultrasonic image diagnostic apparatus which receiver little effect of noise, etc., on the boundary of a desired tissue, a low possibility of erroneous extraction, and is possible to extract the boundary exactly.

**SOLUTION:** The apparatus corrects the boundary, in a state of little erroneous extraction, to an exact boundary, by displaying (S13) the laminagraphic data obtained based on ultrasonic wave sending and receiving by an ultrasonic oscillator on a monitor, extracting (S14) a boundary as a measure by rough manual tracing of the tissue boundary to observe with a pointing device, extending (S15) the scanning line radially by setting a starting point for boundary extraction and setting (S16) a detection range placing centers at the intersections of its line with the manual boundary, detecting (S21) the boundary position to correct by binarizing (S20) the laminagraphic image data in the detection range with the threshold value, and correcting (S22) the manually set boundary when its boundary position is detected.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

02.08.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

Searching PAJ

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-164834

(43) 公開日 平成11年(1999) 6月22日

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>

A 61 B 8/14

識別記号

P 1

A 61 B 8/14

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願平9-337244

(22) 出願日 平成9年(1997)12月8日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 小平 佳宏

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

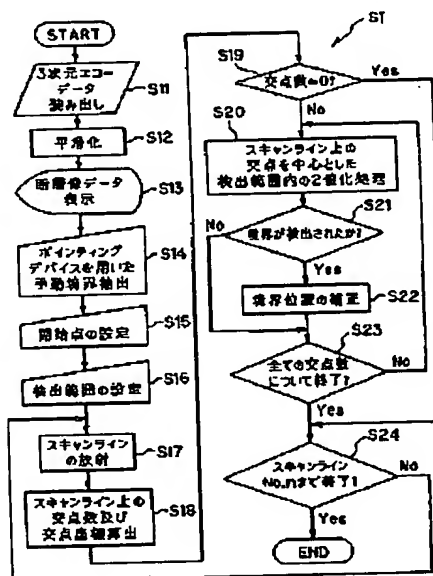
(74) 代理人 弁護士 伊藤 進

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 所望する組織の境界がノイズ等の影響を受けることなく、更に、誤抽出する可能性も低く、正確に境界を抽出可能な超音波画像診断装置の提供。

【解決手段】 超音波振動子による超音波送受に基づいて得られる断層像データをモニタに表示し、ポインティングデバイスを用いて注目する組織の境界を手動で大きくばにトレースして目安となる境界を抽出し、さらに境界抽出のための開始点を設定してスキャンラインを放射状に延出し、そのライン上で手動による境界との交点を中心として、検出範囲の設定を行い、この検出範囲内の断層像データをしきい値で2値化処理して補正すべき境界位置を検出し、この境界位置が検出された場合には手動で設定した境界を補正することにより、誤抽出を少ない状態で、正しい境界に補正する。



- (19)【発行国】日本国特許庁(JP)  
(12)【公報種別】公開特許公報(A)  
5 (11)【公開番号】特開平11-164834  
(43)【公開日】平成11年(1999)6月22日  
(54)【発明の名称】超音波画像診断装置  
(51)【国際特許分類第6版】

A61B 8/14

10 【FI】

A61B 8/14

【審査請求】未請求

【請求項の数】1

【出願形態】OL

15 【全頁数】15

(21)【出願番号】特願平9-337244

(22)【出願日】平成9年(1997)12月8日

(71)【出願人】

【識別番号】000000376

20 【氏名又は名称】オリンパス光学工業株式会社

【住所又は居所】東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)【発明者】

【氏名】小平 佳宏

【住所又は居所】東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

25 オリンパス光学工業株式会社内

(74)【代理人】

【弁理士】

【氏名又は名称】伊藤 進

30

#### (57)【要約】

【課題】所望する組織の境界がノイズ等の影響を受けることなく、更に、誤抽出する可能性も低く、正確に境界  
35 を抽出可能な超音波画像診断装置の提供。

【解決手段】超音波振動子による超音波送受に基づいて得られる断層像データをモニタに表示し、ポインティングデバイスを用いて注目する組織の境界を手動で大ざっぱにトレースして目安となる境界を抽出し、さらに境界  
40 抽出のための開始点を設定してスキャンラインを放射状に延出し、そのライン上で手動による境界との交点を中心として、検出範囲の設定を行い、この検出範囲内の断層像データをしきい値で2値化処理して補正すべき境界位置を検出し、この境界位置が検出された場合には手動  
45 で設定した境界を補正することにより、誤抽出を少ない状態で、正しい境界に補正する。

#### 50 【特許請求の範囲】

【請求項1】生体へ超音波を送受波し、得られたエコーデータを用いて、前記生体内の超音波断層像の表示を行

う超音波画像診断装置において、前記超音波断層像上の所望する組織や表面等の境界を手動にて抽出する手動境界抽出手段と、ある開始点から前記手動にて抽出した境界との交点を求め、開始点と交点とを結ぶ直線上で、交点を内側に含むある範囲を操作者が設定し、その範囲内で自動的に境界を補正する自動境界補正手段と、を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。  
60 詳細な説明

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は生体へ超音波を送受波し、得られたエコーデータを用いて、生体内の超音波断層像の表示を行う超音波画像診断装置に関する。

##### 【0002】

【従来の技術】従来より、超音波診断装置は、無侵襲で生体軟部組織の2次元断層像を得ることができ、生体に対しても安全性が高いことから臨床医学において必要欠くべからざる装置となっており、広く普及している。

【0003】また、3次的に生体内部を走査し、複数枚の2次元断層像を取得しそれらを3次的に合成表示する3次元超音波診断装置が提案されており、生体内部  
75 を立体的に把握可能な装置として普及している。

【0004】近年、これらの超音波断層像上の病変部の面積や体積といった定量的な大きさを算出することは、その変化から病変の進行度や治療経過を推定する上で有益となっている。従って、病変部等の組織や部位の面積  
80 や体積を算出するための輪郭や境界の抽出法が非常に重要となっている。

【0005】また、特開平7-47066号、特開平4-279156号では、生体の立体的な形状を表現するために、エコーデータを3次元表示し、グローシェーディング法等を用いて体腔表面に陰影付けを行った表面構築画像データと合成する装置を開示している。これらの表面構築画像データを得るためにも組織の輪郭等の境界抽出法は重要である。この境界抽出法は、大別して人為的な手法によるものと、エコーレベルから自動的に抽出  
90 する方法とが考えられている。

【0006】人為的な手法は、ディスプレイ上に表示された断層像上を所望する組織の輪郭に沿って、例えばライトペンでなぞり、そのライトペンの軌跡を輪郭として抽出する手法である。この時、トラックボールやマウス等の他のポインティングデバイスを用いて輪郭を抽出することもある。自動的な抽出法として、特開平4-279156号ではしきい値処理を行い、ある輝度より大きい  
95 いか否かを判断して表面を抽出している。

【0007】特公平7-32773号では得られたエコーデータのヒストグラムから第1のしきい値を算出し、前記算出された第1のしきい値より大きなエコー強度を持つエコーデータのみで形成されるヒストグラムについて、第2のしきい値を算出した後に2値化を行うことにより、表面の境界を抽出している。

100

【0008】特開平9-84793号では、画像上のテクスチャに着目し、抽出したい組織とその周辺組織とを複数の学習窓で学習させ、その特徴量分布の違いから注目組織等の境界を抽出している。また、手動と自動の境界抽出法を組み合わせる手法として、特開平7-246207号は、操作者が注目組織等の境界上に複数の標本点を設定し、その標本点を基に、標本点以外の境界点を自動抽出する手法を提案している。

【0009】ところで、3次元超音波診断装置は、前述したように境界抽出された境界データを基に表面構築画像を作製し、3次元エコーデータと合成して表示している。この3次元超音波診断装置は、生体内の立体的な把握が可能であることと、境界抽出した2次元断層像から面積を算出し、これを3次元的に算出積算することで、病変部等の体積が計測可能であり、有用な装置である。

【0010】しかし、3次元的に走査し複数の2次元断層像を得る3次元超音波診断装置では、手振れや生体の拍動の影響により、隣接する超音波断層像間に位置ズレが生じる。この位置ズレにより、正確な3次元表面構築画像を作製することができず、計測された体積も不正確な値となる。

【0011】従って、この位置ズレを補正するため、特開平5-220114号、特開平8-332187号では、隣接した超音波断層像間で2次元相互相関関数から画像間の位置ズレ量を算出し、ズレ分を補正している。

#### 【0012】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、注目組織の境界等を人為的なトレースのみで抽出する場合、ポインティングデバイス等を用いて境界を常に正確にトレースする必要があり、多大な労力が必要であった。自動境界抽出法の場合、特開平4-279156号で開示されている装置では、単純なしきい値処理により境界を決めているため、ノイズ等の影響を受けやすく、注目している組織や部位の境界を誤抽出するケースが多い。

【0013】特開平7-32773号で開示されている装置では、画像上のすべての領域について同一処理を行うため、抽出対象が胎児等の表面ではなく、固まりを形成している病変部等の境界を抽出する場合には困難を要す。

【0014】また、画像上に多くの組織が抽出されている場合、例えば、体腔内超音波内視鏡や体腔内プローブによる胃等の超音波断層像においては、胃壁が胃構造を形成していることから幾層もの高エコーや低エコー領域として抽出される。従って、ヒストグラムも多くの組織を含んだものとなり、注目する組織の境界を抽出することは、困難を要する。

【0015】特開平9-84793号で開示されている装置では、病変部と周辺組織が以通ったテクスチャを持っている場合、また更に、病変部とその周辺の正常組織との境界は、両者の組織が混在し両者のテクスチャに似通ったものとなる場合も多いため、境界を判別し難く、誤抽出する可能性もある。また、境界線はテクスチャを

学習させる学習窓の形状に依存するため、滑らかな境界を描出することは難しく、複数の学習窓で学習させなければならないため操作者は多大な労力を必要とする。

【0016】特開平7-246207号で開示されている装置では、操作者が注目組織の境界上に複数の標本点を設定し、その標本点を真の境界点としているため、標本点を正確に設定する必要がある。従って、設定点がズレた場合はズレたまま境界を抽出してしまう。

【0017】(発明の目的) 本発明の第1の目的は、所望する組織の境界がノイズ等の影響を受けることなく、更に、誤抽出する可能性も低く、正確に境界を抽出可能な超音波画像診断装置を提供することである。

【0018】本発明の第2の目的は、ラフな手動境界抽出のみで正確な境界抽出を可能とすることから、労力が低減できることである。

【0019】本発明の第3の目的は、操作者が手動で設定した境界までも更に正確に自動補正することができることである。

#### 【0020】

【課題を解決するための手段】生体へ超音波を送受波し、得られたエコーデータを用いて、前記生体内の超音波断層像の表示を行う超音波画像診断装置において、前記超音波断層像上の所望する組織や表面等の境界を手動にて抽出する手動境界抽出手段と、ある開始点から前記手動にて抽出した境界との交点を求め、開始点と交点とを結ぶ直線上で、交点を内側に含むある範囲を操作者が設定し、その範囲内で自動的に境界を補正する自動境界補正手段と、を設けることにより、操作者が手動境界抽出手段により手動で所望する組織や表面等の境界を抽出し、その境界を基準に、操作者の設定した範囲内で自動境界補正手段が自動的に境界を検出し、検出した境界へ自動補正するため、ノイズの影響を受けることなく、更に、誤抽出する可能性も低く、正確に境界を抽出することが可能となる。

【0021】そして、操作者が自動境界の検出範囲を変化させれば、操作者の好みに応じて、そして画像の状態に応じて適切に境界を抽出することができる。つまり、自動境界の抽出範囲をゼロとした場合は完全に手動抽出となり、ある程度の範囲を設定した場合は手動で抽出した境界を更に正確な位置へと補正し、範囲を大きく取った場合では、操作者のラフに抽出した境界で正確に境界を抽出することが可能となる。また、操作者のラフな境界抽出で正確な境界を抽出ができるため、労力の低減となる。

#### 【0022】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態) 図1から図8までは本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の超音波画像診断装置の構成を示し、図2は超音波プローブ先端の簡易構造を示すと共に、ラジアルスキャンとリニアスキャンとの組合せによるスパイラルスキャンの

説明図を示し、図3はスパイラルスキャンにより得られる複数の断層像データを示し、図4は演算処理プロセッサが行う一連の処理内容のフローチャートを示し、図5は境界抽出の詳細な処理内容のフローチャートを示し、図6はトラックボールにより注目組織の輪郭を手動にて抽出する様子及び境界を抽出するための開始点を示し、図7は境界抽出の処理内容である2値化と補正された境界点の様子を示し、図8は3次元構築された画像を示している。

【0023】図1に示すように本発明の第1の実施の形態の超音波画像診断装置1は、超音波を送受信する超音波振動子25（図2参照）を内蔵した細長の超音波プローブ2と、この超音波プローブ2の後端に設けられ、超音波振動子25を回転駆動等する駆動部3と、この超音波プローブ2を用いて超音波観測のための超音波断層像の表示等を行う超音波観測部4と、超音波観測部4で得られた超音波エコーデータに画像処理を行う画像処理部5とを有する。

【0024】超音波観測部4は、超音波を送受信し、超音波断層像のリアルタイム表示を行う。画像処理部5は、超音波観測部4で得られたエコーデータをもとに3次元画像表示のための画像処理及び面積や体積等の計測処理を行う。

【0025】超音波観測部4は、超音波振動子に駆動信号を印加して超音波の送信を行わせ、生体内で反射された超音波エコーを受信して超音波振動子で変換された電気信号を増幅し、対数圧縮及び検波を行う送受信部6と、検波されたアナログ信号をデジタル信号へ変換するA/D変換器7と、1枚の断層像を形成するために必要なデジタルエコーデータを記憶するフレームメモリ8と、エコーデータが超音波振動子の回転角度、距離で表される極座標形式のため、直交座標形式に座標変換するデジタルスキャンコンバータ（DSCと略記）9と、DSC9が出力する断層像データをアナログ信号へ変換するD/A変換器10と、D/A変換器10の出力画像信号を入力してリアルタイム表示を行う観測用のモニタ11と、駆動部3、送受信部6、フレームメモリ8、DSC9等の各部の制御を行うシステムコントローラ12とで構成されている。

【0026】画像処理部5は、画像処理部の制御を行うCPU13と、CPU13が行う制御を後述する演算処理プロセッサ16が行う各種の処理プログラム等を記憶する主記憶装置14と、超音波観測部4からの連続した複数の断層像データ、即ち3次元エコーデータを記憶する3次元データ記憶装置15と、3次元データ記憶装置15に記憶された3次元エコーデータをもとに、組織境界の自動抽出或いは手動で抽出した境界の自動補正、3次元表面構築、面積及び体積の計測処理等の各種画像処理を高速に行うための演算処理プロセッサ16と、演算処理プロセッサ16の処理結果を記憶する3次元処理メモリ17と、制御プログラム及びバックアップデータ等の情報を記憶するハードディスク等からなる外部記憶装

置18と、キーボード等の操作端末19と、演算処理プロセッサ16が行う処理に必要な点を設定するために、また手動で境界を抽出する手動境界抽出手段として用いるトラックボール等のポインティングデバイス20と、画像処理後のデータを一時記憶するフレームバッファ21と、フレームバッファ21の出力画像信号をアナログ信号に変換するD/A変換器22と、D/A変換器22の出力画像信号を入力して画像処理後の3次元画像の表示を行うモニタ23とで構成されており、画像処理部5の各部は、データ転送バス24を通じて各種命令やデータの送受を行っている。

【0027】本実施の形態では、生体内の3次元空間に超音波を送受して得られた3次元エコーデータから、後述するように画像処理部5の演算処理プロセッサ16及びポインティングデバイス20等で所望する組織の境界を抽出し、3次元画像を構築する構成にしたことを特徴としている。

【0028】より具体的には、生体内の3次元空間に超音波を送受して得られた3次元エコーデータをモニタ23に表示し、そのデータに対して手動境界抽出手段としてのポインティングデバイス20を手動で操作して境界位置をカーソルの移動でトレースするようにして境界を抽出し、その後に手動で抽出した境界に対し、その境界を含む検出範囲を指定して、その検出範囲内でしきい値を基準にして境界を自動的に補正する自動補正を行う自動境界補正手段とを設けていることを特徴としている。

【0029】図2（A）～（C）は、超音波プローブ2の先端側を示し、超音波の送受信を行う超音波振動子25と、超音波振動子25を回転及び進退移動させるための回転伝達手段及び移動手段を構成するフレキシブルシャフト26と、これらの超音波振動子25及びフレキシブルシャフト26は円筒状で半透明の可撓性シース27の内部に挿通されている。

【0030】この可撓性シース27内には例えば水などの流動媒体が満たされており、この流動媒体は潤滑剤及び超音波伝達媒体として機能する。また、この可撓性シース27の少なくとも先端側は超音波を透過する材質で作られている。

【0031】以下に超音波画像診断装置1と超音波プローブ2の作用を説明する。超音波観測を行う際は、超音波プローブ2を体腔内に挿入し、駆動部3が超音波プローブ2内のフレキシブルシャフト26を回転させる。

【0032】すると、フレキシブルシャフト26の先端に取り付けた超音波振動子25が回転し、超音波プローブ2の軸方向（長手方向）に垂直な方向へ放射状に超音波を送信すると共に、体腔内各部で反射された超音波エコーを受信する。超音波振動子25は図2（A）に示すようにラジアル状にスキャンする。

【0033】また、駆動部3はフレキシブルシャフト26を超音波プローブ2の軸方向に一定のピッチで進退させる。これより、超音波振動子25は図2（B）に示すように超音波プローブ2の挿入方向へリニア状にスキャ

ンする。

【0034】こうして、図2(A)に示すラジアルスキャンと図2(B)に示すリニアスキャンとを組み合わせ55 た図2(C)に示すスパイラルスキャン(3次元エコー信号)を行うことができ、生体の3次元空間のエコー信号を得ることができる。

【0035】超音波の送受については、超音波観測部4内のシステムコントロール12の送信開始信号をトリガ60 として、送受信部6から高周波パルスを発生し、超音波振動子25に印加して超音波を励振させ、超音波振動子25からその超音波が送信されると共に、反射された超音波エコーがこの超音波振動子25で受信され、電気信号に変換されて受信信号、つまりエコー信号となる。

【0036】この超音波の送受の際に、駆動部3はスパイラルスキャンを行っているため、送受信部6は複数の断層像のエコー信号を得る。得られたエコー信号は、送受信部6内の増幅器で増幅され、対数圧縮及び検波された後、A/D変換器7でデジタル信号に変換される。そ70 して、1枚の超音波断層像を構成するのに必要なエコーデータは、フレームメモリ8に記憶される。

【0037】エコーデータは、極座標形式であるため、直交座標形式で表現される断層像データにDSC9で座標変換され、そして補間される。その後、断層像データ75 は、D/A変換器10を経てモニタ11にリアルタイムの超音波断層像として表示される。超音波プローブ2がスパイラルスキャンを繰り返すことにより、連続した複数の超音波断層像が順次、観測モニタ11に表示される。

【0038】一方、断層像データは、そのサイズや各断層像データ間ピッチ等の付帯データと共にDSC9の後30 段から画像処理部5へ送られる。こうして、図3に示すように超音波プローブ2のスパイラルスキャンによって得られた連続した複数の断層像データ、即ち3次元データが画像処理部5へ送られる。なお、図3では複数の断層像データを各フレーム単位で順次番号付け、具体的には画像番号No. 0, No. 1, ..., No. Nのように番号付けしている。

【0039】この3次元エコーデータは、3次元データ記憶装置15に記憶される。そして、演算処理プロセッサ16により、3次元エコーデータから、注目する組織40 部分、或いは組織表面等の注目組織の境界抽出処理、合成、陰面消去、陰影付加、座標変換、また面積や体積の計測等の各種画像処理が行われる。演算処理プロセッサの処理結果は、3次元画像データとして、3次元処理メモリ17に記憶される。演算処理プロセッサ16が行う45 処理の詳細は後述する。

【0040】3次元画像データはフレームバッファ21へ送られ一時記憶され、D/A変換器22を経て画像処理部5のモニタ23へ送出される。そして、このモニタ100 23上に3次元画像及びその画像処理結果が表示される。

なお、前記の演算処理プロセッサ16による各種画像処理はCPU13によって制御されるようになっている。

【0041】以下、主に演算処理プロセッサ16が行う

処理の詳細を説明する。図4は前記処理プロセッサ16が行う処理内容のフローチャートである。図4に示すように最初のステップS1の境界抽出の処理を行う。つまり、このステップS1では、所望する組織や表面の境界を抽出する境界抽出の処理を行う。境界抽出の処理の詳細内容を図5に示すフローチャートで説明する。以下に詳細を説明する。

【0042】まず、図5のステップS11のように3次元エコーデータの読み出しの処理を行う。つまり、3次元データ記憶装置15から3次元画像データを読み出す。説明の都合上、この3次元画像データを構成する各断層像データは、スパイラルスキャンより得られた順番ごとに、図3に示すようなNo. 0からNo. Nまでの画像番号が付されているとする。

【0043】次に図5のステップS12の平滑化の処理を行う。このステップS12では、3次元データ記憶装置15から読み出された3次元画像データに対し、注目組織の境界抽出の際に、境界の誤抽出の原因となるノイズを低減するために、断層像データを公知の方法で平滑化する処理を行う。

【0044】図5のステップS13では、断層像データ表示の処理を行う。このステップS13では最初の断層像データ、つまり画像番号No. 0の断層像データを超音波断層像として画像処理部5のモニタ23上に表示する。この断層像データを図6に示す。なお、図6では実際の境界が実線で示してあるが、ステップS13の処理段階では階調のある断層像データが表示されることにな75 る。

【0045】次に図5のステップS14のポインティングデバイスを用いた手動境界抽出の処理を行う。このステップS14では、画像処理部5のモニタ23上に表示された超音波断層像の所望する組織や表面等の境界をポインティングデバイス20等でトレースして境界を抽出85 する。この抽出した結果を図6内に点線で表す。

【0046】図6では実際の境界を実線で示し、操作者がポインティングデバイス20等でトレースして抽出した点線で示す境界が実際の境界からずれていても、後述の境界位置の補正処理により、補正することができる。

【0047】次に図5のステップS15の開始点の設定の処理を行う。このステップS15では、境界抽出時に使用するスキャンラインを放射状に回転させるために、スキャンラインの原点(開始点)を設定する。図6では、前記スキャンラインの開始点を超音波画像(断層像データ)の中心に設定した場合について示している。

【0048】次に図5のステップS16の検出範囲の設定の処理を行う。このステップS16では、境界を自動的に検出して補正する検出範囲を設定する。この場合、図6に示すようにノイズが存在する場合には、このノイズが検出範囲内に含まれないように、画像状態に応じて検出範囲を設定すると良い。例えば、ノイズが境界に近い位置に存在する場合にはノイズが検出範囲に含まれないように狭く設定して誤検出を防止し、ノイズが境界か



ら離れた位置に存在する場合には検出範囲を広くして手動による境界位置抽出をラフに行った場合にも、大きなズレをノイズに影響されることなく補正できるようにしても良い。

5 【0049】次に図5のステップS17のスキャンラインの放射状に放射する処理を行う。また、次のルーチンでは、前記スキャンラインを一定角度で回転させたスキャンラインについて以下の処理を繰り返す。

10 【0050】次に図5のステップS18のスキャンライン上の交点数及び交点座標算出の処理を行う。このステップS18では、前のステップS17のスキャンラインとステップS14にて抽出された境界との交点数及び交点の座標を算出する。

15 【0051】次に図5のステップS19の交点数=0かの判断を行う処理を行う。このステップS19では、前のステップS18にて算出された交点の数がゼロか否かを判定する。図6では管腔内を開始点としているため常に交点が存在するが、固まりを形成している組織の境界抽出を試みる場合や管腔外を開始点とした場合では、交点が存在するスキャンラインと存在しないスキャンラインがでてくる。従って、交点が存在する場合は以後の境界抽出の処理を行い、交点がゼロの時、つまり交点が存在しない場合は境界抽出の処理を行わずにステップS24へとジャンプする。

25 【0052】次に図5のステップS20のスキャンライン上の境界の検出範囲内の2値化の処理を行う。このステップS20では、ステップS18で算出された交点座標を中心とし、ステップS16で設定されたスキャンライン上の境界検出範囲内の画像データに対してしきい値で2値化処理を行う。交点を中心としたスキャンライン上の断層像データを図7(A)に示し、ステップS20にて2値化処理された結果を図7(B)に示す。

30 【0053】つまり、図7(A)に示す手動で抽出された交点座標を中心としてスキャンライン上の開始点側及びその反対側に対し、ステップS16で設定される検出範囲内のデータはしきい値で2値化されて図7(B)に示すように2値化処理結果のデータが得られる。

35 【0054】従って、手動で検出範囲内となるように概略の境界位置を設定することにより、この設定後における2値化処理により、しきい値を基準とした真の境界点を得られるようにしている(後述のステップS22でこの境界点に補正される)。

40 【0055】次に図5のステップS21の境界が検出されたか否かの判断を行う。このステップS21では、前のステップS20の2値化処理により変化点(具体的にはしきい値未満からしきい値を越える点)として表される境界が存在するか否かを判定する。境界が検出された場合はステップS22へと進み、検出できない場合はステップS23へと進む。

50 【0056】次に図5のステップS22の境界位置の補正の処理を行う。このステップS22では、前のステップS21において変化点、つまり境界点が発見された場

合に実行され、手動で抽出された境界点をステップS21によって検出された境界へと自動的に補正する。例えば図7(A)の場合には図7(B)のように変化点が発見され、この場合には手動で抽出された境界点は真の境界点に自動的に補正される。

55 【0057】前のステップS21で境界点が発見されない場合はステップS22が実行されずに次のステップS23へと移るため、手動で抽出された境界がそのまま境界点となる。この場合の例を図7(C)に示す。例えば、検出範囲のデータに対してしきい値で2値化した場合に、しきい値未満(2値化のデータが“L”のみ)であった場合には、手動で抽出された交点座標が境界点となる。

60 【0058】また、ステップS22において範囲内に変化点が多数検出された場合は、手動抽出点に最も近い変化点を真の境界とする。

65 【0059】図5のステップS23の全ての交点について終了したか否かの判断を行う。このステップS23では、上記ステップS18にて算出された全ての交点について前記処理が行われたか否かを判定している。全ての交点について前記処理が行われていない場合は、次の交点についてステップS20以降の処理を繰り返す。全ての交点について処理された場合はステップS24へ移動する。

70 【0060】そして、図5のステップS24のスキャンラインNo. nまで終了か否かの判断を行う。つまりこのステップS24では、スキャンライン全てにおいて前記処理が終了したかを判定する。

80 【0061】全てのスキャンラインについて終了していない場合は、ステップS17へと移動し、設定された開始点を中心として一定角度回転させたスキャンラインについて前記処理を行う。全てのスキャンラインについて終了した場合は、画像番号No. 0の断層像データについて、境界抽出の処理が終了する。

85 【0062】この時、境界抽出データは、モニタ23上に断層像データに重ねて表示され、操作者は抽出された境界の良否を判定する。否となればパラメータの値を設定し直して、再度、前記境界抽出の処理を行う。このようにして境界が正しく設定されない場合でも、パラメータの値を種々に設定して境界抽出の処理を行うことにより画像番号No. 0の断層像データについて、正しく境界が設定されたものが得られる。

90 【0063】図5に示す一連の処理を画像番号No. Nまでの画像に対し繰り返す。但し、ステップS15の開始点の設定とステップS16の検出範囲の設定は、前回のNo. 0の設定と同様であるため、新たに入力する必要はない。

95 【0064】図4のステップS2からステップS5までは、抽出した境界を基に3次元処理を行っており、公知の技術を用いて処理しているため、以下簡単に述べる。図4に示すステップS2では、前のステップS1で抽出された境界に対して、断層像データ間の補間処理を行い、3次元モデルを構築する。構築された3次元モデルは図



1の画像処理部5の3次元処理メモリ17へ格納される。

【0065】図4に示すステップS3では、画像処理部5の3次元データ記憶装置15から、階調を有する3次元画像データが読み出されると共に、前処理で3次元処理メモリ17に格納されている注目組織の境界からなる3次元モデルが読み出され、両者が合成される。

【0066】図4に示すステップS4では、前ステップS3で合成されたデータに陰面消去、陰影付加、座標変換等の3次元処理を行い、例えば図8に示すように3次元画像を構築する。図8では体腔内で管腔の内壁表面を表示した例を示す。図4に示すステップS5では、この3次元画像を画像処理部5のモニタ23上に表示する。

【0067】本実施の形態によれば、所望する組織の輪郭や境界を抽出するにあたり、手動による大雑把な境界抽出を基準とするため、ノイズの影響を受け難くし、更に誤抽出の可能性も低くし、操作者の設定した範囲内で境界を自動検出して補正するため、正確に所望する境界を抽出することができる。

【0068】また、不明瞭な超音波画像から組織の境界を抽出する場合では、操作者が設定する境界検出の範囲をゼロ近くにすることで、操作者が手動にてトレースした軌跡がそのまま境界として扱われる。

【0069】また、明瞭な超音波画像であれば、操作者が設定する境界の検出範囲を大きくすることにより、手動によるラフな境界抽出で正確な境界を得ることができる。このように、画質に応じて、また操作者の好みに応じて、柔軟に最適な境界抽出を行うことができる。

【0070】また、手動で抽出した境界に対して、断層像データを2値化して境界を自動補正する場合、しきい値を抽出しようとする対象組織部分の音響データ（超音波反射率）等を考慮した値に設定することにより、注目する組織部分の境界を抽出することができる。

【0071】なお、本実施の形態では検出範囲を設定する場合、手動で設定した境界位置を中心としてその両側（スキャンラインの開始点側及びその反対側）に同じ距離を設定して検出範囲としたが、これに限定されるものでなく、例えばスキャンラインの開始点側では広く、反対側では狭くするなどするように検出範囲を設定しても良い。要するに手動で設定した境界位置を内側に含むように検出範囲を設定すれば良い。

【0072】（第2の実施の形態）次に本発明の第2の実施の形態を図9ないし図13を参照して説明する。図9から図13までは本発明の第2の実施の形態に係り、図9は本発明の第2の実施の形態における演算処理プロセス16が行う処理内容の境界抽出処理の全体フローチャートを示し、図10は最初の画像に対する境界抽出処理のフローチャートを示し、図11は2枚目以降の画像に対する境界抽出処理のフローチャートを示し、図12は最初の画像上の固まりを形成する組織の境界を抽出している様子を示し、図13は2枚目以降の画像上の境界を抽出している様子を示している。

【0073】なお、本実施の形態のハードウェア構成は

第1の実施の形態と同様であり、その処理手順が異なる。本実施の形態は、最初の1枚の画像データで注目組織に対し、第1の実施の形態で説明したように手動により境界抽出及びその境界に対して自動補正を行って境界を決定した後は、その境界データを隣接する画像データにおいては手動で設定した境界データと見なして隣接する画像データの境界抽出の自動補正を行うことを繰り返すことにより、残りの画像データに対して自動的に全画像の境界データを算出するようにしたものである。

【0074】本実施の形態の作用を以下に説明する。本実施の形態では、図9に示すフローチャートに従って境界抽出の処理が行われる。

【0075】図9に示すステップS31では、3次元データ記憶装置15から3次元画像データを読み出し、ステップS32で、境界抽出の際に誤抽出の原因となるノイズを低減するために、断層像データを公知の方法で平滑化する。図9に示すステップS33では、断層像データを画像処理部5のモニタ23上に表示する。

【0076】図9に示すステップS34では、最初に境界抽出処理を行う断層像データの選択を行う。例えば、抽出しようとする所望の注目組織が固まりを形成している場合、N+1枚の断層像データ中、真ん中辺りにその注目組織が位置していることが多いため、モニタ23上に表示される複数枚の断層像データの内、所望する注目組織が観察可能な断層像データを選択する。選択した断層像データの番号をNo. Mとする（00MON）。図9に示すステップS35では、選択した最初の断層像データNo. Mに対して境界抽出処理を行う。この境界抽出処理のフローチャートを図10に示す。

【0077】図10に示すステップS41からステップS51までの処理内容は、第1の実施の形態で述べた図5のステップS14からステップS24までの処理内容と同じであり、これらの処理手順により、断層像データNo. Mの境界抽出データを得ることができる。

【0078】図9に示すステップS36では、前のステップS35で得られた境界データをステップS33で画像処理部5のモニタ23上に表示された断層像データNo. Mに重ねて表示する。

【0079】この状態を観察し、操作者は抽出された境界の良否を判定する。否となれば種々のパラメータを設定しなおし、再度前記境界抽出処理を行う。図12にNo. Mの画像データについて境界抽出を行った結果を示す。

【0080】この図12においては、管腔状の壁面内部に固まりとして存在する注目組織に対し、ポインティングデバイス20で例えば点線で示すように境界抽出を行い、その後境界自動補正を行って実線で示す注目組織の境界を得たものを示している。

【0081】次に図9に示すステップS37では、断層像データNo. (M+1)が画像処理部5のモニタ23に表示され、ステップS38で2枚目以降の境界抽出処理を行う。2枚目以降の境界抽出処理のフローチャートを

図11に示す。以下に詳細に説明する。

【0082】図11に示すステップS61では、最初の断層像データNo. Mから抽出された境界データと次に境界抽出の対象となる断層像データNo. (M+1)とを合成する。

【0083】図11に示すステップS62からステップS70までの処理内容は、第1の実施の形態で述べた図5のステップS17からステップS24までの処理内容とほぼ同じであるが、スキャンライン上の交点を中心とした検出範囲内の2値化処理において境界が検出されなかった場合は境界は存在しない、とするステップS68を行って全ての交点数について終了したかを判断する処理に移るようにしていることのみが異なる。

【0084】この処理は、前回抽出された境界データを、今回境界抽出しようとする画像に当てはめて境界抽出処理を行うため、検出範囲内に境界が存在しない場合に前回の境界データを真の境界値としてしまうと、固まりを形成する部位を円柱状に抽出してしまい、固まりとして抽出できないために行う。

【0085】以上より断層像データNo. (M+1)の境界が抽出される。No. Mの画像データについて算出された境界データをもとに、No. (M+1)の画像データについて画像抽出を行った結果を図13に示す。

【0086】図9に示すステップS39では、前のステップS38によって得られた境界データとステップS37で画像処理部5のモニタ23上に表示された断層像データNo. (M+1)に重ねて表示される。

【0087】図9に示すステップS40では、全ての画像について境界抽出処理が終了したかを判定し、終了した場合はNo. (M+1)の境界データをもとにNo. (M+2)の画像に対して境界抽出処理が図10のフローチャートに従って算出される。

【0088】この処理をNo. Nまでの断層像に対して繰り返し、境界抽出処理が順次繰り返される。断層像データNo. Nの境界抽出処理が終了した場合は、今度はNo. Mの境界抽出データを基準とし、断層像データNo. (M-1)に対して境界抽出処理が行われ、No. (M-1)からNo. 0までの断層像に対して隣接する画像の境界データをもとに順次境界抽出処理が行われる。その他の作用は第1の実施の形態と同様である。

【0089】本実施の形態によれば、最初の1枚のみを手動により境界抽出を行うだけで、自動的に全画像の境界データを算出することができる。

【0090】本実施の形態では、2枚目以降の境界抽出処理においても画像処理部5のモニタ23に画像を表示し、抽出された結果も更に重ねて表示しているが、処理速度の向上のため、2枚目以降の断層像表示と境界データの重ね書き表示は行わなくても良い。

【0091】(第3の実施の形態) 図14から図16までは本発明の第3の実施の形態に係り、図14は本発明の第3の実施の形態のズレ補正処理の詳細フローチャートを示し、図15はスキャンラインの放射についての説明

図であり、図16はズレの方向と大きさを推定するために算出したパラメータの分布を表すプロット図を示す。

【0092】第3の実施の形態のハードウェア構成は第1の実施の形態で述べたハードウェアと同一であり、処理手順が異なる。本実施の形態の作用を以下に説明する。本実施の形態では、複数の2次元超音波像からなる3次元画像データの境界抽出処理を順次行った結果の境界抽出データをもとに、画像間のズレ補正処理を行う。以下、図14に示すフローチャートに従って説明する。

【0093】境界抽出処理を第1或いは第2の実施の形態のように行った後、図14に示すステップS71では、3次元データ記憶装置15から3次元画像データと3次元処理メモリ17から境界抽出データを読み出す。

【0094】図14に示すステップS72では、複数の画像データの内、処理対象とする画像番号を示すiに初期値0を代入する。図14に示すステップS73では、後でズレ補正の収束の程度を表すε1に初期値∞を代入する。図14に示すステップS74では、以後の処理でパラメータやズレ方向・ズレ量を算出するために放出するスキャンラインの番号jに初期値0を代入する。

【0095】図14に示すステップS75では、スキャンラインを放射する。ここでのスキャンライン放射の中心はラジアルスキャンの中心(超音波振動子25の位置)であり、以後一定の角度で回転させる。また、スキャンラインはある方向への放射と180度異なる方向への放射を同時に行い、以後の処理を両者のスキャンラインについて行う。

【0096】図14に示すステップS76では、スキャンライン上に境界が存在するか否かを判別している。境界点が存在する場合は、ステップS77にてパラメータ値を算出し、境界が存在しない場合は、パラメータ値の算出を行わずステップS78の処理へジャンプする。

【0097】図14に示すステップS77では、ステップS80にて行うズレ方向とズレ量を算出のために使用するパラメータ値を算出する。パラメータは、以下に示すP1とP2を算出する。

【0098】

$$P1(j) = |d_i(j) - d_{i+1}(j)| + (d_i(j) + \text{全ライン数}/2 - d_{i+1}(j + \text{全ライン数}/2)) | \dots (1)$$

$$P2 = \{ |d_i(j) - d_{i+1}(j)| + |d_i(j) + \text{全ライン数}/2 - d_{i+1}(j + \text{全ライン数}/2)| \} / 2 \dots (2)$$

ここで、iは複数ある画像の番号を示し、jはスキャンラインの番号を示す。また、|A|はAの絶対値を表す。d<sub>i</sub>(j)はi番目画像のj番目スキャンライン上の中心から境界抽出点までの距離であり、d<sub>i</sub>(j+全ライン数/2)はi番目画像の(j+全ライン数/2)番目スキャンライン上の中心から境界抽出点までの距離、つまりd<sub>i</sub>(j)の方向と180度異なる方向へのスキャンラインについて前記と同様に算出した距離を示す。

【0099】以下に、図15を参照してパラメータの意

味を説明する。図15はある  $i$  番目の画像と  $(i+1)$  番目の画像の境界データを重ね合わせた図であり、実線が画像  $i$  番目の境界データを、点線が画像  $(i+1)$  番目の境界データを表している。また、太い矢印は  $i$  番目画像に対する  $(i+1)$  番目画像のズレ方向を示している。

【0100】  $P2$  はズレの大きさを示し、 $P1$  はズレの方向を算出するためのパラメータであり、 $P2$  が大きくかつ  $P1$  が小さい方向が、ズレの方向とその大きさを示している。

【0101】つまり、図15においてスキャンライン  $a$  とスキャンライン  $b$  についての各パラメータの算出結果を見ると、 $P2(a)$  と  $P2(b)$  は両者とも大きい値を示し、これのみではズレ方向を推定することができない。しかし、パラメータ  $P1$  を算出し、小さい値を取る角度を決めることでスキャンラインの方向を算出することができる。スキャンラインの軸方向ピッチを細かく設定した場合は、輪郭の変化よりも拍動による位置ズレが大きいことから上記  $P1$  と  $P2$  よりズレ方向とズレ量を推定することができる。

【0102】図14に示すステップ  $S78$  は、ステップ  $S75$  からステップ  $S77$  までのスキャンラインを元にしたパラメータ算出処理がすべてのスキャンラインについて行われたかを判定している。 $j$  が以下の式 (3) を満たすならステップ  $S79$  にて  $j$  に 1 をプラスしてステップ  $S75$  にジャンプする。

【0103】 $0 \leq j < \text{全ライン数} / 2 \dots (3)$   
すべてのスキャンラインについてパラメータ値の算出が終了したら、ステップ  $S80$  へと移動する。

【0104】ステップ  $S80$  では、前記得られたパラメータ値を 2次元空間へプロットする。プロットした結果を図16に示す。図16のプロット図において  $P1$  がしきい値  $Ta$  より小さく、かつ  $P2$  がしきい値  $Tb$  より大きい領域  $R$  にある点を対象とする。

【0105】この領域  $R$  内の点について  $P2$  の大きさを持つ  $P1$  の向きのベクトルを考え、領域  $R$  内の点について加算する。加算結果のベクトルの向きがズレ方向であり、大きさを平均した値がズレ量と推定することができる。これらのズレ方向とズレ量を 3次元処理メモリ 17へ格納する。

【0106】次にステップ  $S81$  では、前記算出したズレ方向とズレ量に基づいて  $(i+1)$  番目画像を  $i$  番目画像に対して移動してズレ補正する。

【0107】ステップ  $S82$  では、式 (4) のように  $e2$  を算出する。

【0108】 $e2 = \sum P2(j) \dots (4)$   
ここで、 $\sum P2(j)$  は  $j=0$  から  $j < \{\text{全ライン数} / 2\}$  までの  $P2(j)$  を加算することを意味し、 $e2$  はズレ補正後のズレ補正誤差と考える。つまり、全く同一の境界データを持つ画像がズレている場合を考えると、ズレ補正結果のズレ補正誤差  $e2$  はゼロとなる。つまり、このズレ補正によってズレ補正誤差  $e2$  はゼロへと近づ

いていく。

【0109】図14に示すステップ  $S83$  では、ズレ補正誤差が式 (5) に示すように  $e1$  より小さいか否かを判断する。

【0110】 $e2 < e1 \dots (5)$   
小さい場合、つまり  $e2 < e1$  の場合はステップ  $S84$  の  $e1$  に  $e2$  の値を代入して、ステップ  $S75$  からステップ  $S82$  までの処理を行う。ただし、 $e2$  が  $e1$  の値以上の場合はズレの補正が完了したものとみなし、最も確からしくズレ補正処理が行われたと考える。従って、前回に格納したズレ補正結果をズレ補正完了結果とし、次のステップ  $S85$  に移る。

【0111】次に図14に示すステップ  $S85$  では、すべての画像についてズレ補正処理が終了したか否かを判断している。つまり、画像番号  $i$  が (画像総枚数 - 1) より小さいならステップ  $S73$  からステップ  $S84$  までの処理を繰り返し、すべての画像についてズレ補正処理を行う。

【0112】以後の 3次元画像の構築に関しては第 1 の実施の形態と同様に、データに陰面消去、陰影付加、座標変換等の 3次元処理を行い、図8に示すような 3次元画像を構築する。

【0113】以上本実施の形態によれば、簡単な処理により拍動等によるズレを補正することができ、図8に示すような 3次元画像を構築した際に実際に近い 3次元像を提供することができる。

【0114】また、対象とする組織や境界が固まりを形成する場合では正確な体積を計測することが可能となり、対象が病変部であった場合は正確な治療の効果判定を行うことができる。

【0115】本実施の形態では、ズレの方向と大きさを推定するために、算出したパラメータをプロットし、図16のようなしきい値を用いて領域  $R$  を決定したが、図17のようなしきい値により領域  $R$  を決めるようにしても良い。

【0116】つまり、図17のプロット図において  $P1$  は  $P2$  に比例して大きくなるしきい値  $Ta$  より小さく、かつ  $P2$  がしきい値  $Tb$  より大きい領域  $R$  にある点を対象とする。

【0117】また、今回はズレ補正誤差  $e2$  が収束するまで行ったが、あるしきい値を決め、しきい値以下になつたら収束したみなすようにしても良い。更に、画質の状態や対象物によっては、ズレ補正誤差  $e2$  が収束するまでズレ補正処理を繰り返さず、繰り返し回数を設定し、ある程度の精度で止めても良く、こうした場合は更に処理時間も向上する。

【0118】今回スキャンライン放射の中心は画像のラジアルスキャンの中心、つまり画像の中心としたが、中心を他の位置に設定しても良い。

【0119】また、検出範囲内でしきい値で 2 値化する場合、超音波を送受するラジアルスキャンの中心からの距離を考慮して、しきい値を距離に応じて変化させる(よ

り具体的には距離と共に、しきい値の値を下げる)とか、距離に依存しないように規格化した断層像データに対して2値化するようにしても良い。

【0120】また、ノイズ等が存在する部分が明確な場合には、検出範囲の指定と共に、ノイズ部分が存在するノイズ範囲を指定して、このノイズ範囲を検出範囲から除外するようにしても良い。例えば、図6に示すノイズ部分を囲むようにノイズ範囲を指定して、これを除外範囲とする。

【0121】このようにして、ノイズ部分を指定することにより、手動でラフ(大ざっぱ)に境界を指定した場合にも、ノイズ部分が仮に検出範囲に含まれるような場合にも、そのノイズ部分に影響されないで、自動的に境界の補正を行えるようにしても良い。

【0122】本発明の実施の形態では、画像処理部5を超音波観測部4と別体とした構成で説明しているが1台の装置内に収めても良い。この時、モニタ11とモニタ23も共通のモニタとして1台としても良い。なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせる実施の形態等も本発明に属する。

【0123】【付記】

1. 生体へ超音波を送受波し、得られたエコーデータを用いて、前記生体内の超音波断層像の表示を行う超音波診断装置において、前記得られた超音波断層像上の所望する組織や表面等の境界を手動にて抽出する手動境界抽出手段と、ある開始点から前記手動にて抽出した境界との交点を求め、開始点と交点とを結ぶ直線上で、交点を内側に含むある範囲を操作者が設定し、その範囲内で自動的に境界を補正する自動境界補正手段と、を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【0124】2. 生体へ超音波を送受波し、得られたエコーデータを用いて、前記生体内の超音波断層像の表示を行う超音波診断装置において、前記得られた超音波断層像上の所望する組織や表面等の境界を手動にて抽出する手動境界抽出手段と、ある開始点から前記手動にて抽出した境界との交点を求め、開始点と交点とを結ぶ直線上で、交点を中心とするある範囲を操作者が設定し、その範囲内の2値化を行う範囲内2値化手段と、前記2値化を行った範囲内に境界が存在するか否かの判定を行う境界判定手段と、境界が存在する場合は、手動にて抽出した交点を前記境界点へと補正し、境界と判定されなかった場合は、手動にて抽出した交点を境界とする自動境界補正手段と、を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

(付記1, 2の背景) 従来の技術の項及び発明が解決しようとする課題の項で記載。

【0125】(付記1, 2の効果) 従来の装置に比べ、管腔状の表面や固まりを形成する対象物の境界を抽出するにあたり、ノイズの影響を受け難くし、更に誤抽出の可能性も低くし、操作者の設定した境界位置までも補正するため、正確に所望する境界を抽出することができる。更に、画質に応じて、また操作者の好みに応じて、柔軟

に最適な境界抽出を行うことができる。

【0126】3. 連続した複数の超音波断層像を得る超音波画像診断装置において、複数の超音波断層像のうち、第1の超音波断層像の境界を前記手動境界抽出手段と自動境界補正手段により抽出し、抽出された第1の超音波断層像の境界を第2の超音波断層像に当てはめ、ある開始点から前記境界との交点を結ぶ直線上で交点を中心とする操作者が設定した範囲内で、第2の超音波断層像の境界を自動的に抽出する連続自動境界抽出手段を設けたことを特徴とする付記1記載の超音波画像診断装置。

(付記3に対する従来の技術及びその問題点) 付記1, 2と同じ。

【0127】(付記3の効果) 複数の超音波画像の境界抽出処理にあたり、1枚について境界抽出を行えば自動的に全ての画像について境界の抽出処理を行うことができる。

【0128】4. 生体へ超音波を送受波し、連続した複数の超音波断層像を得る超音波診断装置において、超音波断層像から物体表面等の境界を抽出する境界抽出手段と、隣接した2次元超音波断層像の抽出された境界データをもとに前画像に対する後画像のズレ量を算出するズレ量算出手段と、前記ズレ量をもとに画像間のズレ量を補正するズレ量補正手段と、を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【0129】5. 生体へ超音波を送受波し、連続した複数の超音波断層像を得る超音波診断装置において、前記手動境界抽出手段と自動境界補正手段により、2次元超音波断層像内の境界を抽出する手段と、その抽出された境界データをもとに隣接した画像間のズレ量を算出するズレ量算出手段と、前記ズレ量をもとに画像間のズレ量を補正するズレ量補正手段と、を設けたことを特徴とする付記1記載の超音波画像診断装置。

【0130】6. 生体へ超音波を送受波し、連続した複数の超音波断層像を得る超音波診断装置において、隣接した2次元超音波断層像の所望する部位の境界を抽出する境界抽出手段と、i番目の画像と(i+1)番目の画像についてスキャンラインを放射し、j番目のスキャンラインについて開始点から境界位置までの距離を $d_i(j)$ として、 $P1(j) = |d_i(j) - d_{i+1}(j)| + (d_i(j + \text{全ライン数}/2) - d_{i+1}(j + \text{全ライン数}/2))$ 、 $P2 = \{|d_i(j) - d_{i+1}(j)| + |d_i(j + \text{全ライン数}/2) - d_{i+1}(j + \text{全ライン数}/2)|\} / 2$ のようにパラメータP1とP2を算出し、P1を小さく、かつP2を大きくするようなj番目スキャンラインについて、それぞれの向きとP2の大きさを持つベクトルとして加算し、加算結果として得られた向きをズレの方向とし、P2の平均をズレ量として画像間の補正を行うズレ量補正手段と、を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【0131】(付記4, 5, 6に対する従来の技術及びその問題点) 特開平5-220114号、特開平8-332187号で開示されて装置では、2次元相互相関関数

からズレ量を算出していることから、算出時間が多大にかかる。

(付記4, 5, 6の目的) 簡単にズレ量を算出する装置を提供することである。

【0132】(付記4, 5, 6の作用) 本発明の構成では、抽出された境界をもとに、複数枚取得した2次元断層像間のズレ量を算出するため、簡単にズレ量を算出することが可能である。

(付記4, 5, 6の効果) 従来の装置に比べ、画像間のズレを簡単な処理で補正することができる。

【0133】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、生体へ超音波を送受波し、得られたエコーデータを用いて、前記生体内の超音波断層像の表示を行う超音波画像診断装置において、前記超音波断層像上の所望する組織や表面等の境界を手動にて抽出する手動境界抽出手段と、ある開始点から前記手動にて抽出した境界との交点を求め、開始点と交点とを結ぶ直線上で、交点を内側に含むある範囲を操作者が設定し、その範囲内で自動的に境界を補正する自動境界補正手段と、を設けているので、操作者が手動境界抽出手段により手動で所望する組織や表面等の境界を抽出し、その境界を基準に、操作者の設定した範囲内で自動境界補正手段が自動的に境界を検出し、検出した境界へ自動補正するため、ノイズの影響を受けることなく、更に、誤抽出する可能性も低く、正確に境界を抽出することが可能となる。

## 図の説明

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波画像診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】超音波プローブ先端の簡易構造を示すと共に、ラジアルスキャンとリニアスキャンとの組合せによるスパイラルスキャンの説明図。

【図3】スパイラルスキャンにより得られる複数の断層像データを示す図。

【図4】演算処理プロセッサが行う一連の処理内容のフローチャートを示す図。

【図5】境界抽出の詳細な処理内容のフローチャートを示す図。

【図6】トラックボールにより注目組織の輪郭を手動にて抽出する様子及び境界を抽出するための開始点を示す図。

【図7】境界抽出の処理内容である2値化と補正された境界点の様子等を示す図。

【図8】3次元構築された画像を示す図。

【図9】本発明の第2の実施の形態における演算処理プロセッサが行う処理内容の境界の抽出処理の全体をフローチャートで示す図。

【図10】最初の画像に対する境界抽出の処理のフロー

チャートを示す図。

【図11】2枚目以降の画像に対する境界抽出の処理のフローチャートを示す図。

【図12】最初の画像上の境界抽出固まりを形成する組織の境界を抽出している様子を示す図。

【図13】2枚目以降の画像上の境界を抽出している様子を示す図。

【図14】本発明の第3の実施の形態のズレ補正処理の詳細のフローチャートを示す図。

【図15】スキャンラインの放射についての説明図。

【図16】ズレの方向と大きさを推定するために算出したパラメータの分布を表すプロット図。

【図17】第3の実施の形態の変形例におけるズレの方向と大きさを推定するために算出したパラメータの分布を表すプロット図。

【符号の説明】

1...超音波画像診断装置

2...超音波プローブ

3...駆動部

4...超音波観測部

5...画像処理部

6...送受信部

7...A/D変換器

8...フレームメモリ

9...DSC

11、23...モニタ

12...システムコントローラ

13...CPU

14...主記憶装置

15...3次元データ記憶装置

16...演算処理プロセッサ

17...3次元処理メモリ

18...外部記憶装置

19...操作端末

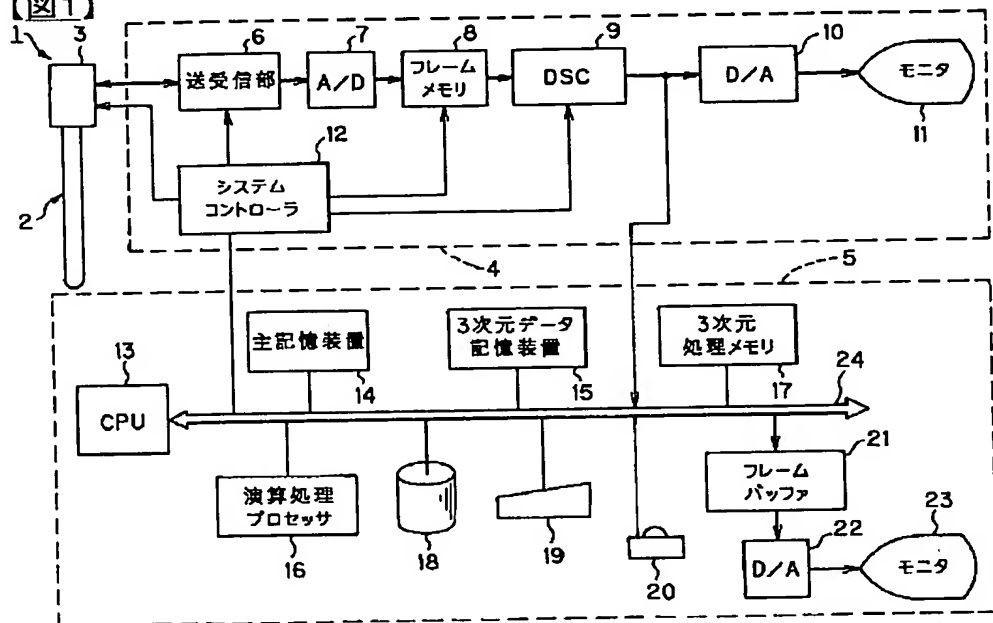
20...ポインティングデバイス

21...フレームバッファ

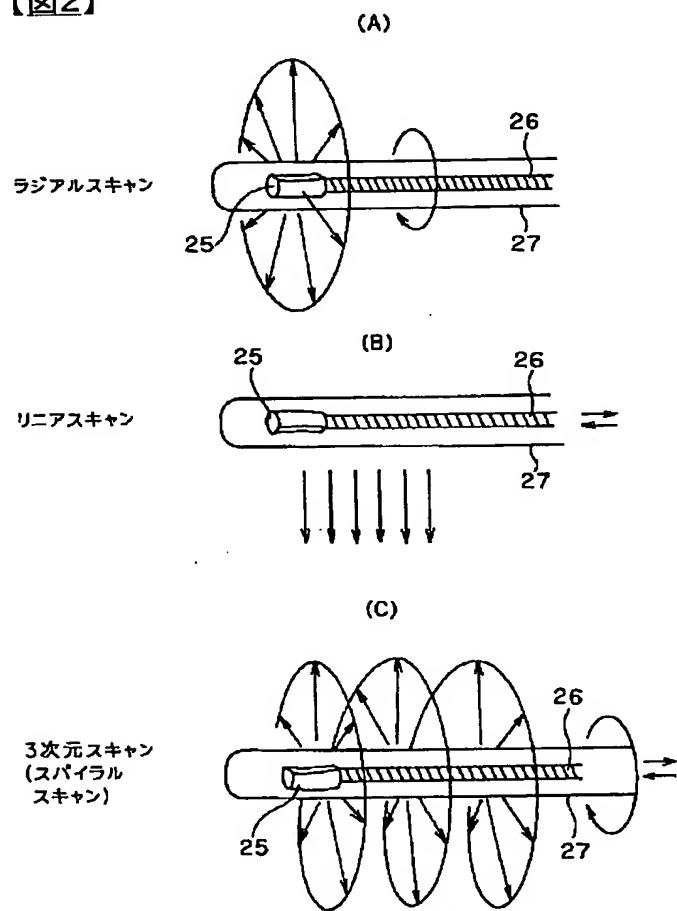
25...超音波振動子

図面

【図1】

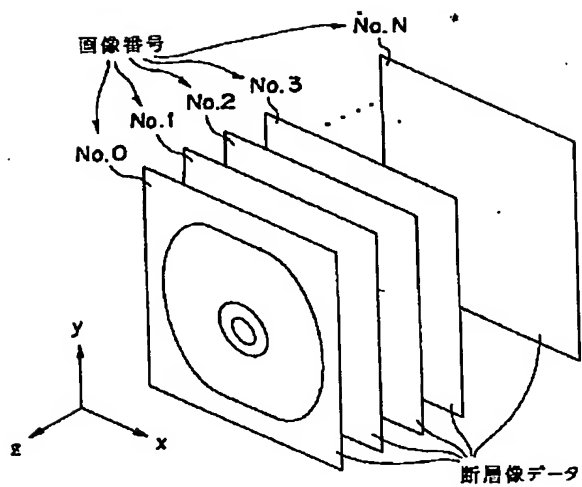


【図2】

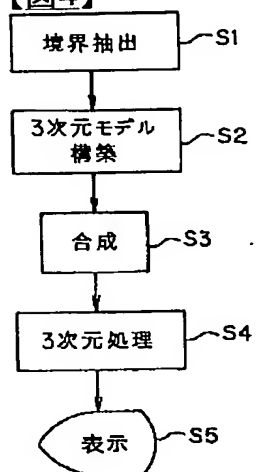


【図3】

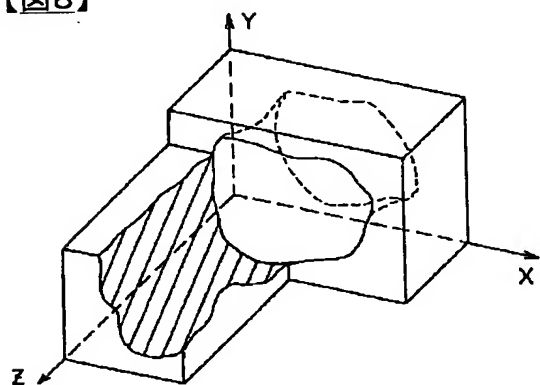




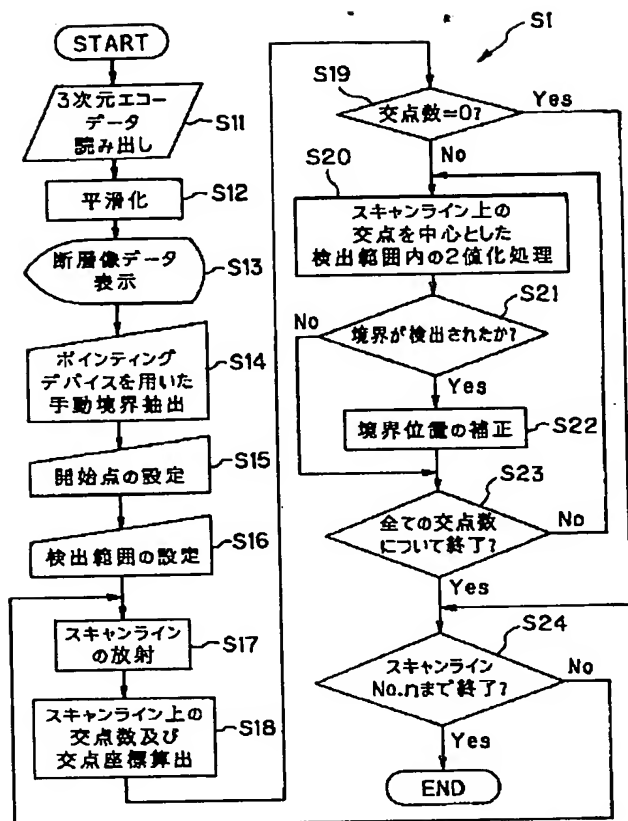
【図4】



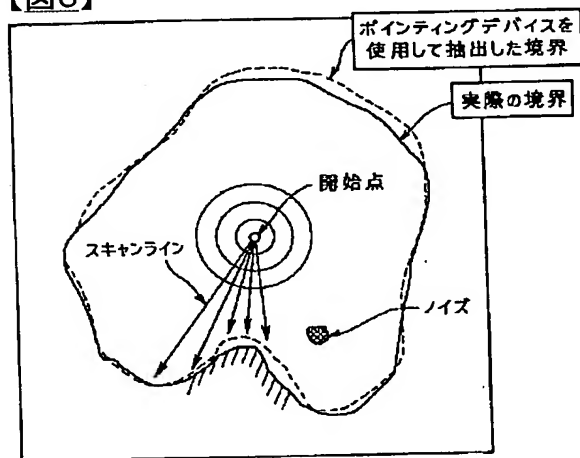
【図8】



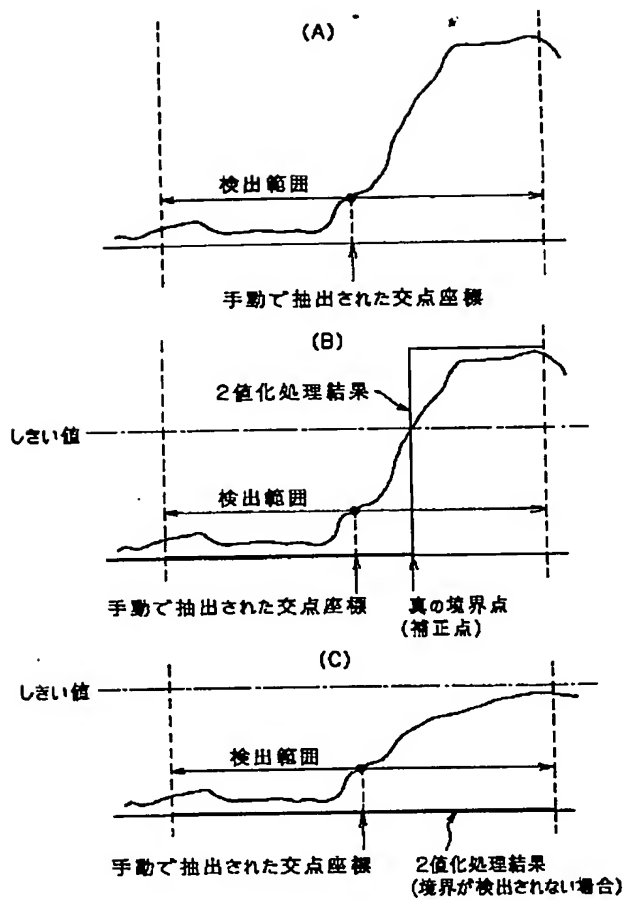
【図5】



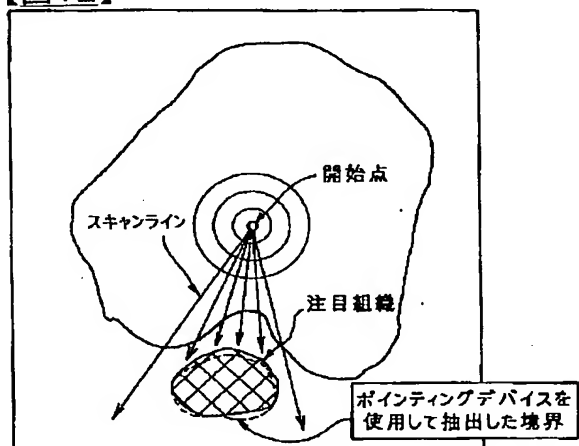
【図6】



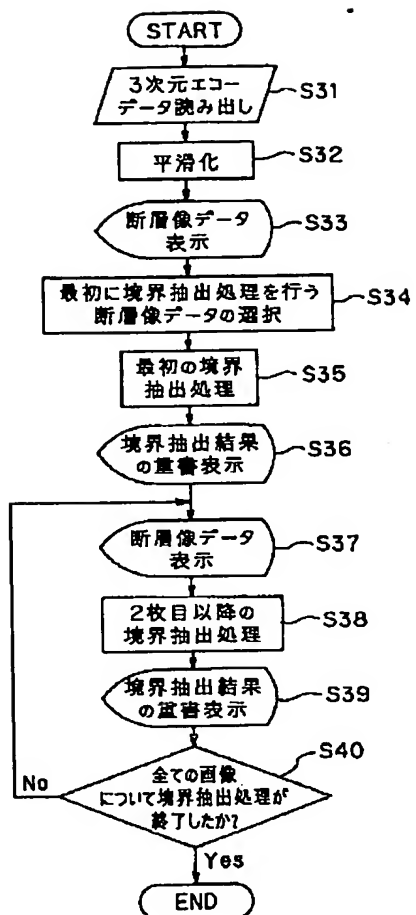
【図7】



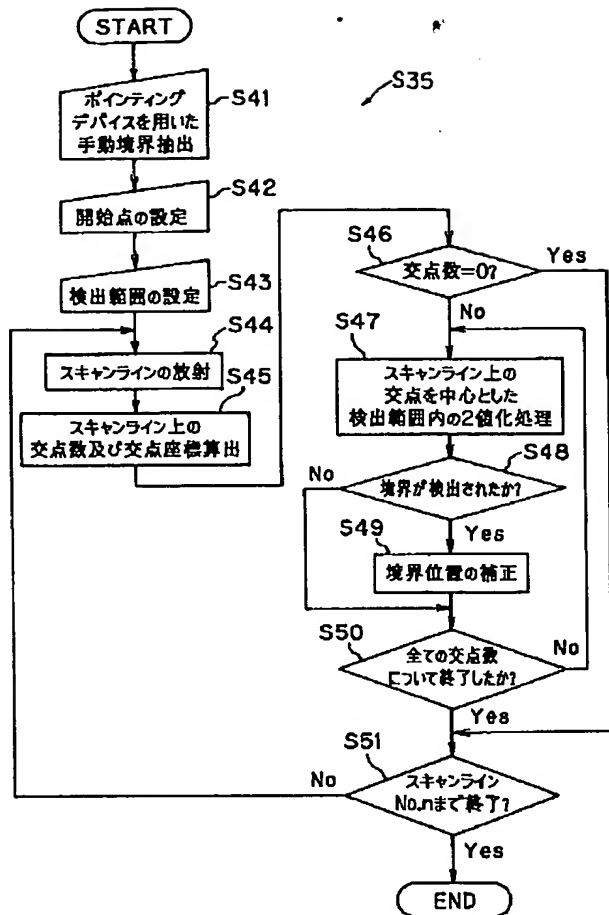
【図12】



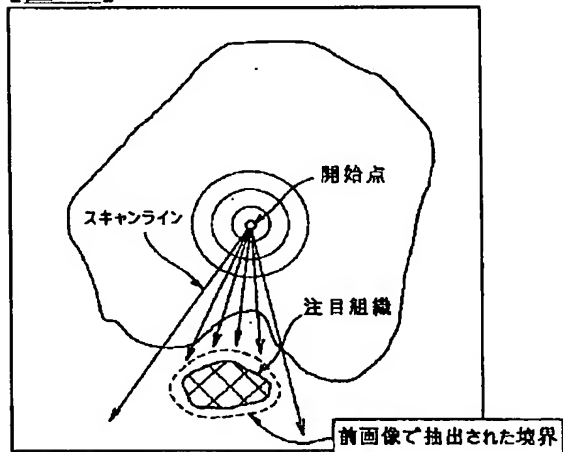
【図9】



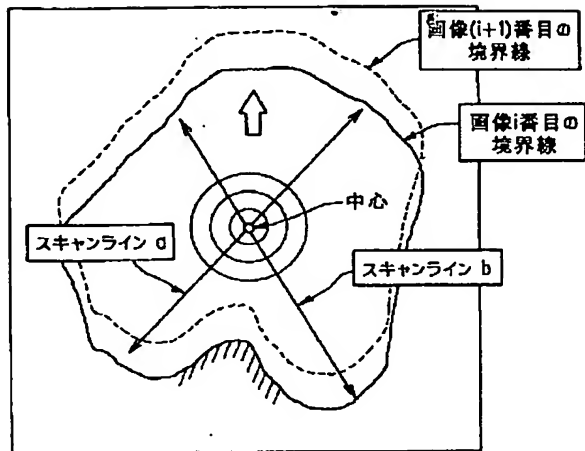
【図10】



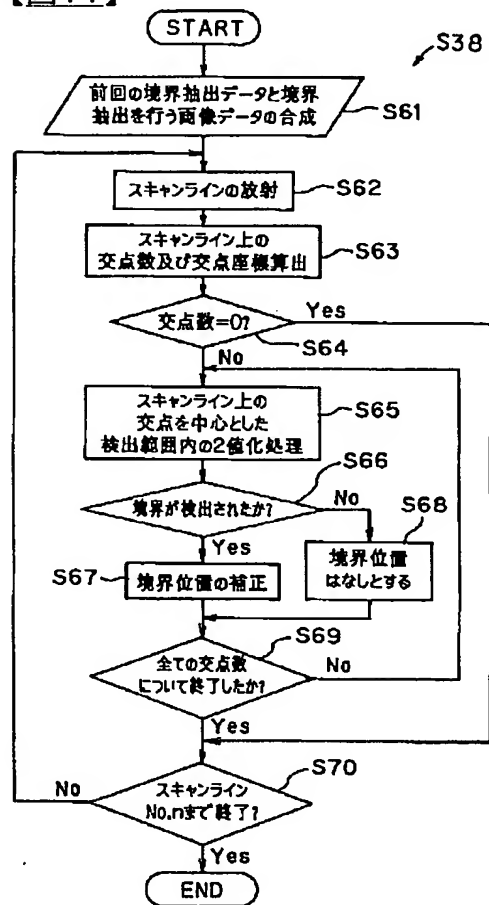
【図13】



【図15】

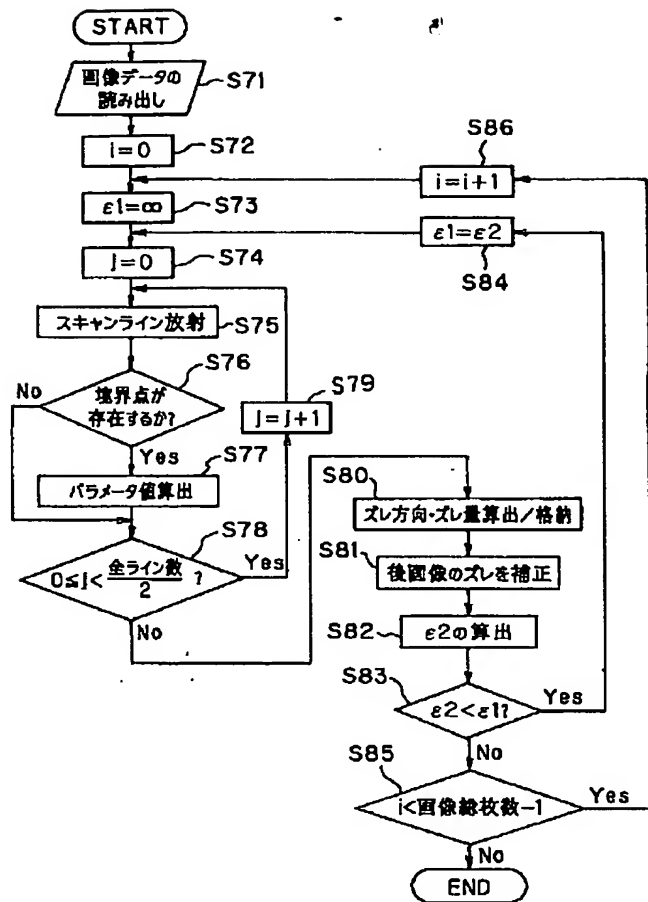


【図11】

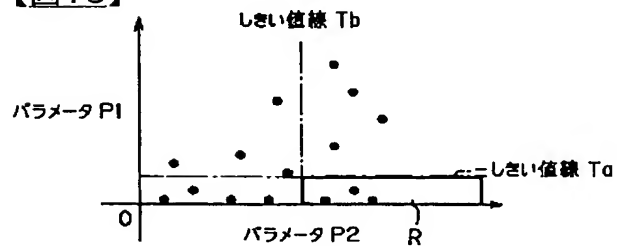


【図14】





【図16】



【図17】

